

基于 K-N 模型的锥束 CT 散射伪影校正方法

刘建邦^{**}, 席晓琦, 韩玉, 李磊, 卜海兵, 闫镔^{*}

信息工程大学信息工程学院, 河南 郑州 450002;

摘要 基于 Klein-Nishina(K-N)公式对康普顿散射截面的描述,结合比尔定律,分别计算在物体内部设定的每一个散射点对探测器所有探元造成的散射分布的概率,叠加所有散射点造成的散射分布概率,引入调节系数,求出总散射分布,最后从投影数据中减去散射分布,实现散射伪影的校正。通过仿真和实验验证,该方法能够明显抑制散射造成的杯状伪影与阴影,提高重建图像的质量。

关键词 X 射线光学; 锥束 CT; 康普顿散射; 散射分布模型; 散射校正

中图分类号 TN911.73

文献标识码 A

doi: 10.3788/AOS201838.1134001

A New Scattering Artifact Correction Method Based on K-N Formula for Cone-Beam Computed Tomography

Liu Jianbang^{**}, Xi Xiaoqi, Han Yu, Li Lei, Bu Haibing, Yan Bin^{*}

Information System Engineering College, Information Engineering University, Zhengzhou, Henan 450002, China

Abstract Based on the description of Compton scattering cross section by Klein-Nishina (K-N) formula and combining with Beer law, the probability of scattering distribution caused by each scattering point set in the object to all detector elements is calculated respectively, and the probability of scattering distribution caused by superimposing all scattering points is calculated. The total scattering distribution is obtained by adjustment of the coefficients. Finally, the scattering distribution is reduced from projection data, and the correction of scattering artifacts is achieved. The results from simulation and experimental show that the proposed method can significantly suppress the artifacts and shadows with shape of cup caused by scattering and improve the quality of reconstructed images.

Key words X-ray optics; cone-beam computed tomography; Compton scattering; scattering distribution model; scattering correction

OCIS codes 340.7440; 100.2000

1 引 言

锥束 CT(CBCT)通过 X 射线可以无损地获取对象表面以及内部的高分辨率的三维结构图像,在无损伤检测领域已迅速发展为最有效的技术手段之一,具有广阔的应用前景^[1-2]。相比扇束 CT,得益于锥型束射线源和面积平板探测器的使用,CBCT 的成像视野更大,成像速度更快,而且在物体的成像过程中没有层间信息的丢失,信息保有率更高,可快速为医学成像、缺陷检测、故障分析或尺寸测量等提供重要的可视化信息。但是,由于锥束 X 射线与物体接触区域变大,散射发生的几率增大,同

时大面积平板探测器接收到的散射光子的散射偏转角较大,因此 CBCT 散射伪影问题更加严重。然而 CT 成像中散射伪影是造成图像质量退化的主要原因,通常表现为杯状伪影和阴影,伪影和阴影的存在使得图像模糊,难以读取,对结果的判断造成极大干扰。因此散射校正是 CT 成像中不可或缺的一步。

近年来,随着 CBCT 的发展,对散射伪影校正的研究也在持续升温,出现了各种散射伪影校正方法^[3]。这些方法主要可以分为硬件法和软件法两大类。硬件法中常见的有抗散射光栅^[2]、散射测量板(BSA)^[4-6]和初级调制法等^[7-9]。这些方法都是通过向系统中添加特制的硬件,实现对散射伪影的校正。

收稿日期: 2018-04-09; 修回日期: 2018-05-17; 录用日期: 2018-06-19

基金项目: 国家自然科学基金(61601518,61372172)

^{*} E-mail: ybspace@hotmail.com; ^{**} E-mail: 461586691@qq.com

软件法中常见的方法有卷积法^[10-13]和蒙特卡罗模拟法^[14-17]。卷积法是利用冲击信号对不同厚度和形状的、用于模拟被扫描物体的水模进行仿真扫描,探测器上冲激信号周围的值即本次扫描产生的散射,通过对多次冲击信号产生的分布进行叠加,获取整个被测物体产生的散射分布。由于物体的多样性,该类方法通常需要模拟多种结构且厚度不同的水模,主要通过建立数据库用于医学成像中对于人体等固定部位扫描的散射伪影校正。蒙特卡罗校正法是通过计算机模拟追踪 X 射线源产生的 X 射线, X 射线与物质相互作用后被探测器接收。利用对大量 X 射线光子的模拟,基本还原 X 射线扫描物体的整个过程,计算得到的散射估计值较为真实地反映了 X 射线与物体相互作用过程的结果,但是由于需要模拟大量的粒子运动,计算资源消耗巨大,通常所需时间较长。

本文依据物体结构设置散射点,并假设 X 射线和物体作用过程中,散射只发生在这些散射点处,通过计算这些离散的散射点产生的散射分布,模拟物体和 X 射线相互作用过程中产生的散射分布。首先依据比尔定律,计算出 X 射线在未发生散射时的衰减,同时结合 Klein-Nishina(K-N) 公式对散射截面的描述,计算出每一个散射点造成的散射分布比例,最后叠加所有散射点产生的散射分布比例,结合调节系数,就可以求出这些散射点造成的散射分布。相比于卷积法和蒙特卡罗模拟,该方法不需要对模拟体模进行仿真实验,也不需要追踪计算大量的光子轨迹,极大地简化了模拟过程,提高了计算效率。通过仿真实验的计算结果和铝柱体模以及两组验证实验的实验结果表明,本文的方法能明显地去除散射造成的杯状伪影和阴影,改善图像质量,提高重建图像的对比度噪声(contrast-to-noise ratio, CNR)。

2 校正方法

2.1 基本概念与流程

在只考虑初级散射的情况下,散射过程可分为三个主要阶段。1)由射线源发出的 X 射线与物体在散射发生之前相互作用,如图 1 的 S_1 阶段,此阶段 X 射线方向不变,强度依照比尔定律衰减。2) X 射线在物体内部发生散射,如图中 A 点,此时 X 射线能量与方向均发生变化。3)发生散射后方向和能量变化的 X 射线与物体相互作用后到达探测器被吸收,如图中 S_3 阶段,该阶段 X 射线的方向保持不变,强度衰减依旧遵循比尔定律。根据这三个阶段,本算法的散射校正具体流程如图 2 所示:首先对投

影进行重建,获取物体结构信息,根据结构信息设置散射点,计算出这些散射点造成的散射分布。最终从投影数据中扣除计算获得的散射分布,实现对散射伪影的校正。

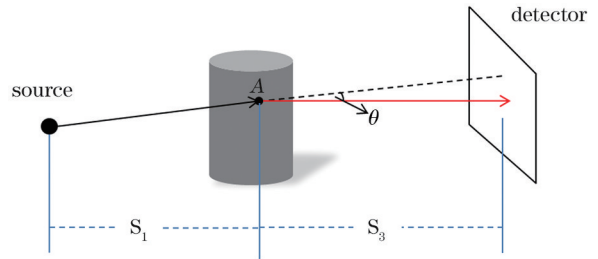


图 1 X 射线与单个散射点作用示意图

Fig. 1 Diagram of effect of X-ray on single scattering point

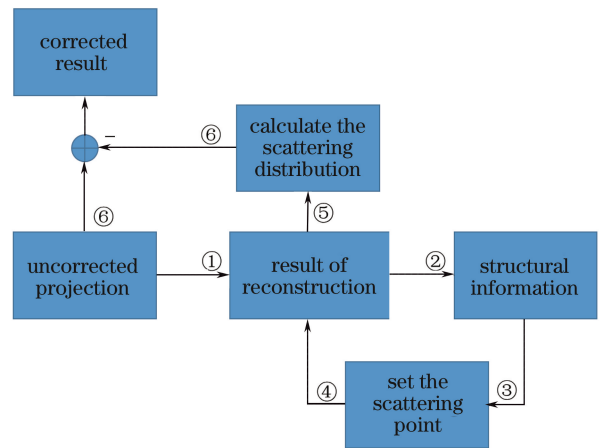


图 2 散射校正过程流程图

Fig. 2 Scattering correction process flow chart

2.2 散射估计方法

依据流程首先利用阈值对重建后的物体进行分割,获得物体的结构信息作为初始条件。在外部条件相同的情况下, X 射线与物体作用时散射发生的概率只和物体的电子密度有关。对于材质均一的物体,其内散射发生的概率处处相等,所以设置等间隔散射点,然后利用第一步得到的物体结构信息,对散射点进行筛选,确定该物体的散射点分布,如图 3 所示。假设物体和 X 射线相互作用过程中,散射就发生在这些散射点处,那么物体产生的散射就相当于这些离散的散射点产生的散射的总和。

在设置完散射点后,对于任意一个散射点,分别计算其在三个阶段中的状态变化。为了方便计算及处理,将 X 射线源发出的射线简化为能量为 E_0 的单色光,对应的射线强度为 I_0 。对于 S_1 阶段有

$$I = I_0 \exp \left[\int -\mu(E_0) dl_1 \right], \quad (1)$$

式中: l_1 为 X 射线从物体边缘到散射点 X 射线穿过

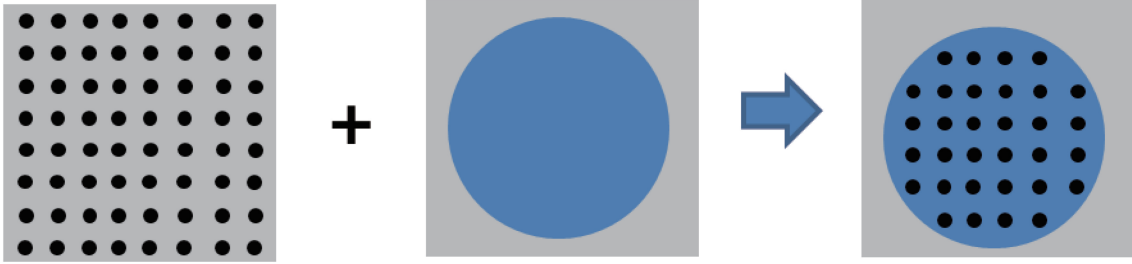


图 3 散射点设置示意图

Fig. 3 Schematic of scattering point setting

的路径; $\mu(E_0)$ 表示该物体在初始能量 E_0 下对 X 射线的衰减。

X 射线经过 S_1 阶段到达散射点 A 时,发生散射,此时 X 射线的能量和方向都发生变化。其射线偏转角度 θ 与能量变化存在以下关系:

$$E_1 = \frac{E_0}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)}, \quad (2)$$

式中: $\alpha = \frac{E_0}{m_0 c^2} = \frac{E_0}{511 \text{ keV}}$,其中 m_0 为静态电子质量, c 为真空中光速。由于发生散射时 X 射线角度偏转具有随机性, S_3 阶段 X 射线的初始能量以及其到达探测器的具体位置很难确定,所以此处引入 K-N 公式^[18],来描述散射偏转角的随机性。散射发生时偏转角为 θ 时的概率可表示为

$$P_i = \frac{d\sigma(\theta_i)}{d\Omega} = \frac{r_e^2}{2} \left(\frac{E_0}{E_1} + \frac{E_1}{E_0} - \sin^2 \theta_i \right) \left(\frac{E_1}{E_0} \right)^2 = \frac{r_e^2}{2} \left[\cos^2 \theta_i + \alpha(1 - \cos \theta_i) + \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos \theta_i)} \right] \times \left[\frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos \theta_i)} \right]^2 = r_e^2 \left[\frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos \theta_i)} \right]^2 \left(\frac{1 + \cos^2 \theta_i}{2} \right) \left\{ 1 + \frac{\alpha^2 (1 - \cos \theta_i)^2}{(1 + \cos^2 \theta_i) [1 + \alpha(1 - \cos \theta_i)]} \right\}, \quad (3)$$

式中: r_e 为经典电子半径, $r_e = 2.818 \times 10^{-13} \text{ cm}$; i 为代表探测器上的不同像素点。

根据散射点到探测器每个探元的角度和由 K-N 公式计算出的偏转角概率分布,就可以求出散射点对每个探元造成的影响。设在该 CT 系统中以光源为原点,探测器上每个探元的坐标为 (x_i, y_i, z_0) ,散射点坐标为 (x', y', z') ,则有

$$\cos \theta_i = \frac{x'(x_i - x') + y'(y_i - y') + z'(z_0 - z')}{\sqrt{(x'^2 + y'^2 + z'^2) [(x_i - x')^2 + (y_i - y')^2 + (z_0 - z')^2]}}. \quad (4)$$

依据(2)式和(4)式,计算出 X 射线发生散射后的能量为 E_1 ,所以探测器上每个探元接收到的强度为

$$I_2 = I_1 \exp \left[\int -\mu(E_i) dl_2 \right] = I_0 \exp \left\{ \left[\int -\mu(E) dl_1 \right] \left[\int -\mu(E) dl_2 \right] \right\}, \quad (5)$$

式中: l_2 表示 X 射线由散射点 A 到达探测器探元时在 S_3 阶段穿过的路径长度。将散射点到探测器每个探元的偏转角 θ 带入 K-N 公式中,求得该散射点偏转到每个探元的概率值 P_i ,用其作为每个探元接收到的强度的权重系数,求出单个散射点对整个探测器造成的散射分布比例,结果可表示为

$$P_{S_j} = I_0 \exp \left\{ \left[\int -\mu(E) dl_1 \right] \left[\int -\mu(E) dl_2 \right] \right\} \times P_i. \quad (6)$$

在实际计算中,由于多色光的影响, I_0 无法精确确定,作为每个探元散射值的公共项,对于每点的值除以 I_0 ,可以得到探测器上的散射比例的分布。最终分别计算累加每个散射点对探测器产生的散射

比例分布,得到在扫描过程中整个探测器接收物体的散射比例分布估值。

根据散射点的个数引入调节系数 T 。 T 的取值可以根据探测器上物体周围的值和探测器边缘值进行经验性选取,然后根据校正结果进行微调。最终求得的散射分布估计值:

$$\hat{P}_s = T \times \sum_{j=1}^N P_{S_j}, \quad (7)$$

式中: N 为设置散射点的个数。

最后从投影文件中减去在每个角度下计算的散射估计值,完成散射校正。由于扣除散射后统计噪声会增大,为了保持重建图像 CNR,所有的数据都使用三维块匹配 (BM3D) 滤波器进行降噪

处理。

2.3 评价参数

为了更好地说明本方法的校正效果,本文主要从 CNR、平均光子计数标准差、对比度和杯状伪影量级来评价散射伪影的校正效果。CNR 是由到中心位置相同的两块邻近区域分析计算得到,其中一块区域在物体内部,另一块区域在物体外部用于对比参照,其具体计算公式为

$$R_{CN} = |\mu_{M1} - \mu_{M2}| / \sigma_M, \quad (8)$$

式中: μ_{M1} 和 μ_{M2} 分别代表两块选中区域的平均 Computed Tomography(CT)值; σ_M 表示对照组 CT 值的标准差。

选中区域内的光子计数误差可由其区域内的 CT 值的标准差衡量。其中 i 代表选中区域中不同像素点, $\bar{\mu}_i$ 代表选中区域内的平均 CT 值, μ_i 是对应区域内不同像素点的 CT 值,标准差表示为

$$\sigma = \sqrt{\text{mean}[(\mu_i - \bar{\mu}_i)^2]}, \quad (9)$$

式中:mean 表示取均值函数。

定义为图像边缘对比度

$$C = \sum_{\delta} \delta(i, j)^2 P_{\delta}(i, j), \quad (10)$$

式中: $\delta(i, j) = |i - j|$ 表示相邻像素灰度差, $P_{\delta}(i, j)$ 表示相邻像素灰度差为 δ 的像素分布概率。

杯状伪影的度量值可以表示为

$$T_{cup} = 100\% \times |\mu_{M,edge} - \mu_{M,center}| / \mu_{M,edge}, \quad (11)$$

式中: $\mu_{M,edge}$ 和 $\mu_{M,center}$ 分别表示物体边缘和中心的平均 CT 值。

3 实验结果

3.1 仿真计算

针对本方法,在 100 keV 情况下,分别计算了单个点、10 个点组成的线、25 个点构成的平面等几个体模对探测器造成的散射分布,仿真系统如图 4 所示。其中探测器的大小为 1280 pixel×1024 pixel,每个探元尺寸为 0.127 mm,光源到探测器距离为 1000 mm,以探测器左上角为原点,建立坐标系,点对 X 射线的衰减设置为 0.6。其中点位于(700 pixel, 640 pixel, 512 pixel)处,线结构由(700 pixel, 640 pixel, 512 pixel)到(790 pixel, 640 pixel, 512 pixel)等间隔的 10 个点组成,面结构是以(700 pixel, 640 pixel, 512 pixel)为中心,由 25 个等间隔的点构成的平面。

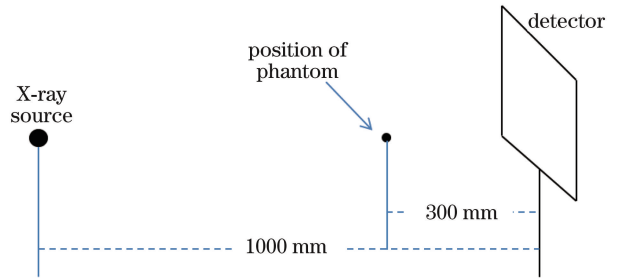


图 4 仿真系统示意图

Fig. 4 Schematic diagram of simulation system

3.2 仿真结果

本算法计算的简单模型产生的散射比例分布如图 5 所示。其中图 5(a)为单个点产生的散射分布,

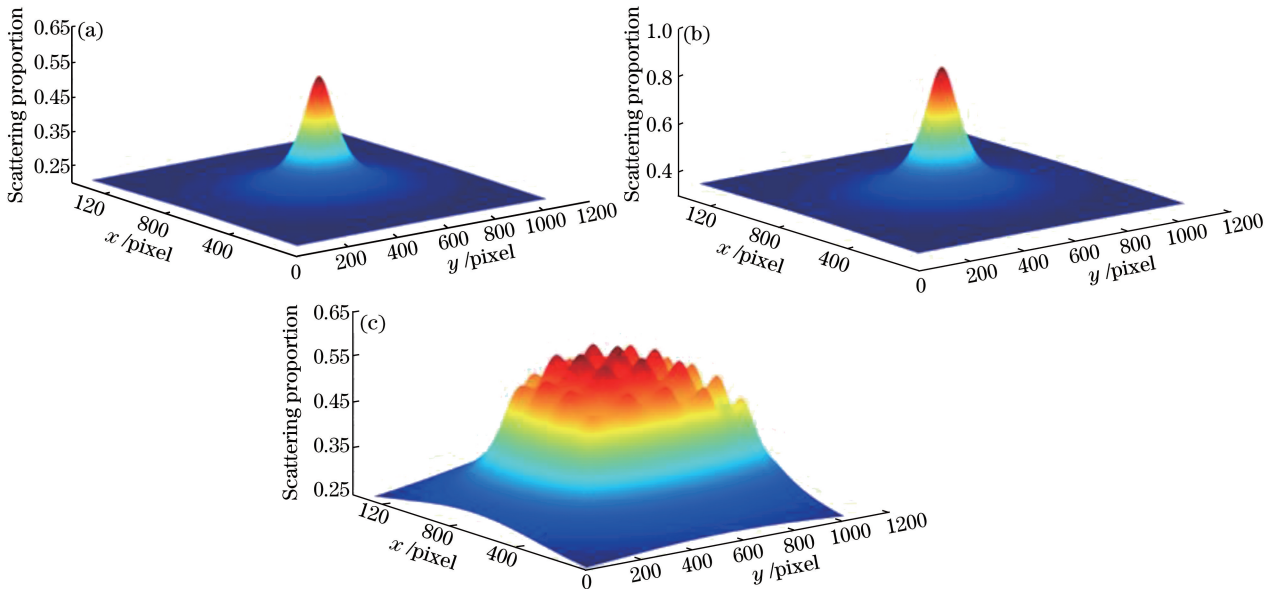


图 5 简单模型的散射比例分布。(a)点产生散射分布模型;(b)线结构产生散射分布模型;(c)面结构产生散射分布模型

Fig. 5 Scattering proportion distributions of simple model. (a) Produced by point; (b) produced by line; (c) produced by plane

在散射点对应的探测器位置散射分布最大,向四周逐渐递减,与理论经验基本相符。图 5(b)为 10 个点组成的线条产生的散射分布,与图 5(a)类似,在散射峰值上略有增加。图 5(c)为一个面对探测器产生的散射分布,可以看作由多个点产生的散射分布叠加而成。从上面的几个散射分布来看,本文提出的散射分布模型仿真结果与实际理论经验散射分布类似,证明了该模型的准确性。

3.3 实际实验结果

3.3.1 铝柱

第一组对比实验是在 130 keV 系统中对 $4.5\text{ cm} \times 4.5\text{ cm} \times 12\text{ cm}$ 的铝柱进行校正对比分析。在由射线源 (HAWKEYE 130) 和探测器 (THALES PIXIUM RF 4343) 构成的系统中,使用 100 keV 的能量,圆周扫描中共采集 360 张投影图像,光源到铝柱表面和探测器的距离分别为 650 mm 和 746 mm。探测器大小为 $2935\text{ pixel} \times 3210\text{ pixel}$,每个像素分辨率为 $0.148\text{ }\mu\text{m}$,重建后铝柱大小为

$515\text{ pixel} \times 2130\text{ pixel} \times 513\text{ pixel}$ 。在高度上等间隔地设置了 10 层散射点,每层散射点设置为三级等间隔的同心圆形。

实验结果如图 6 所示,图 6(a)为探测器上散射分布,由于铝柱未放在探测器中心,所以散射分布左侧的强度较大,并向四周衰减,与仿真计算的散射分布基本一致。图 6(b)是重建物体某一层的图像,图 6(c)是用提出的算法校正后的重建物体的同一层图像。对比图 6(b)和图 6(c)可以发现,校正之前,物体内部与边缘相比,内部更暗,内部和边缘不一致,有明显的杯状伪影。校正后图像对比度明显增强,中心和边缘的对比相较于未校正图像,更加均匀,红框处为选中的计算 CNR 的感兴趣区域 (ROI),其值见表 1。图 6(d)为图 6(b)和图 6(c)中红线位置的一维 CT 值。从图 6(d)可以看出代表校正后 CT 值的蓝色线与红色线相比,CT 平均值增大,而且从物体边缘到中心过渡得更加均匀,没有特别明显的下降,表明杯状伪影有较大的减小。

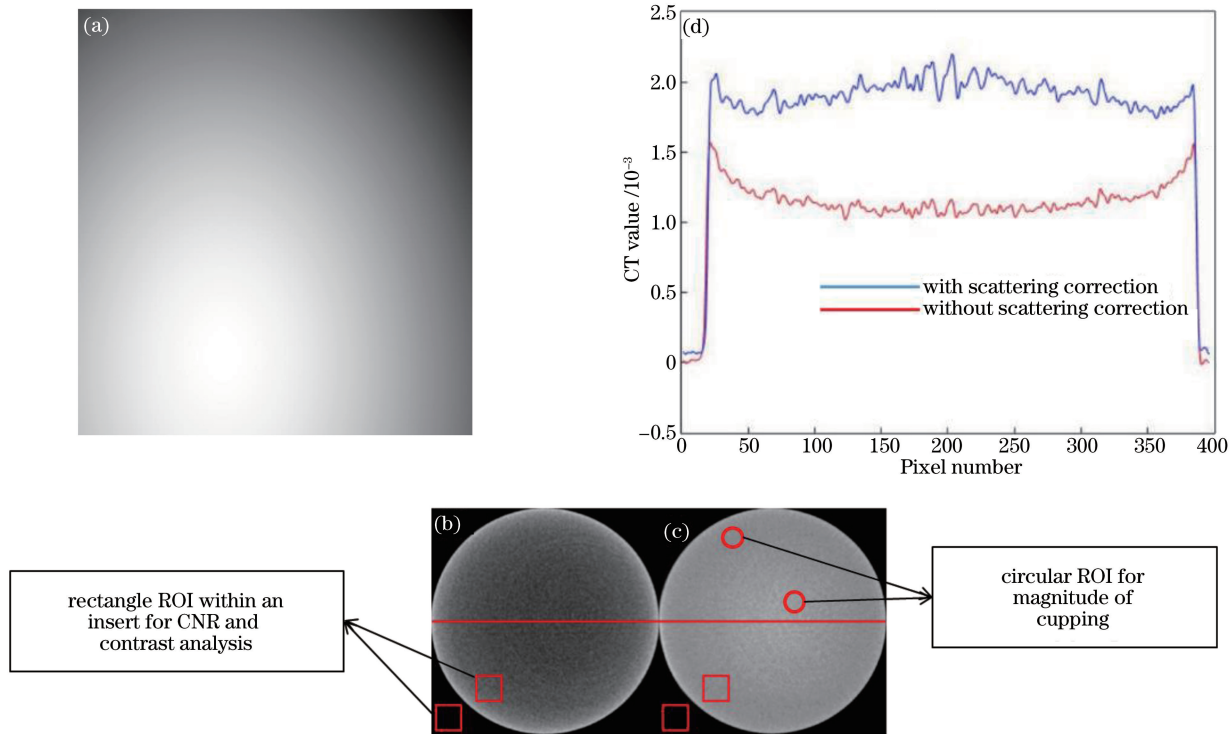


图 6 铝柱的重建结果。(a)铝柱产生的散射分布;(b)未校正结果;(c)校正后结果;(d)选中位置 CT 值剖面图
Fig. 6 Reconstructions of aluminum cylinder. (a) Scattering distribution produced by the aluminum cylinder; (b) result without scattering correction; (c) result with scattering correction; (d) profile of CT values on the red line in Fig. 6 (b)-Fig. 6 (c)

表 1 铝柱的定量分析

Table 1 Quantitative analysis of aluminium cylinder

| Correction | CNR | Contrast | σ | $T_{\text{cup}}/\%$ |
|-------------------------------|-------|----------|----------|---------------------|
| Without scattering correction | 3.937 | 25.348 | 20.560 | 21.429 |
| With scattering correction | 6.077 | 41.902 | 24.212 | 5.063 |

从表 1 中可以看出,本算法将铝柱的 CNR 从 3.937 提升到 6.077,对比度由 25.348 提高到 41.902,杯状伪影从 21.429%减少到了 5.063%,平均 CT 计数误差 σ 仅从 20.560 提高到了 24.212。

图 7 分别是不同调节参数 T 校正后,铝柱同一层剖面图。其中图 7(a)为未校正结果,图 7(b)中 T 为 0.3125,图 7(c)中 T 为 0.6583,图 7(d)中 T 为 0.9470。根据投影,物体周围的本底值为 9921,物体远侧的本底值为 8610,散射分布在 2000 左右。所以当 $T=0.6583 \approx \frac{9921-8610}{2000}$ 时,校正效果最好,当

T 小于该值时校正不足,当 T 大于该值时,出现过校正现象。

为了更好地对比其他方法,采用经典的 BSA (Beam Stop Array)方法对铝柱进行了校正,对比结果如图 8 所示。图 8(a)为 BSA 校正结果,图 8(b)为本文方法校正结果,从图中可以看出校正后铝柱内部的 CT 值基本都保持一致,无明显杯状伪影。图 8(c)和图 8(d)是对应校正结果中心位置的 CT 值剖面图,可以看出本文方法在铝柱边缘的校正效果优于 BSA 方法。而且相比 BSA 方法,本方法不需要额外的硬件,也没有复杂扫描流程,具有很大的实用价值。

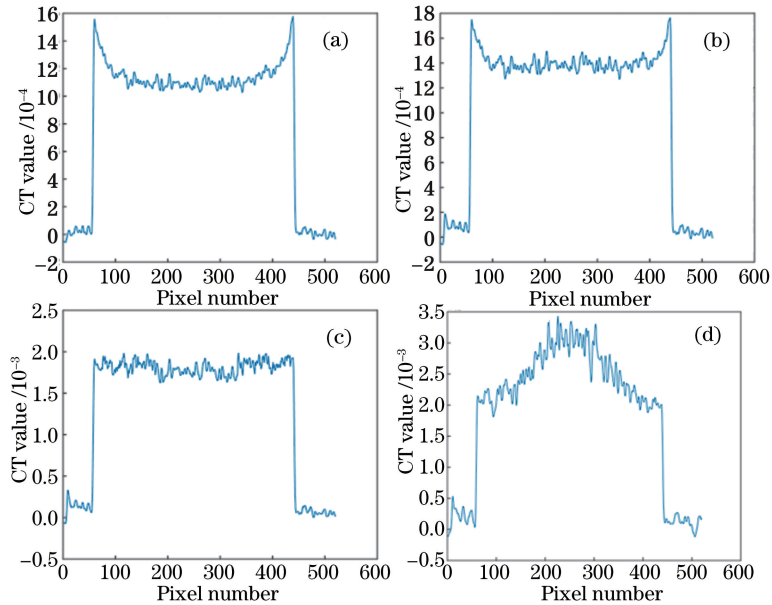


图 7 不同 T 值下的投影分布。(a)未校正投影; (b) T 为 0.3125 时投影; (c) T 为 0.6583 时投影; (d) T 为 0.9470 时投影
Fig. 7 Projection distributions under different T values. (a) Projection without correction; (b) projection at $T=0.3125$; (c) projection at $T=0.6583$; (d) projection at $T=0.9470$

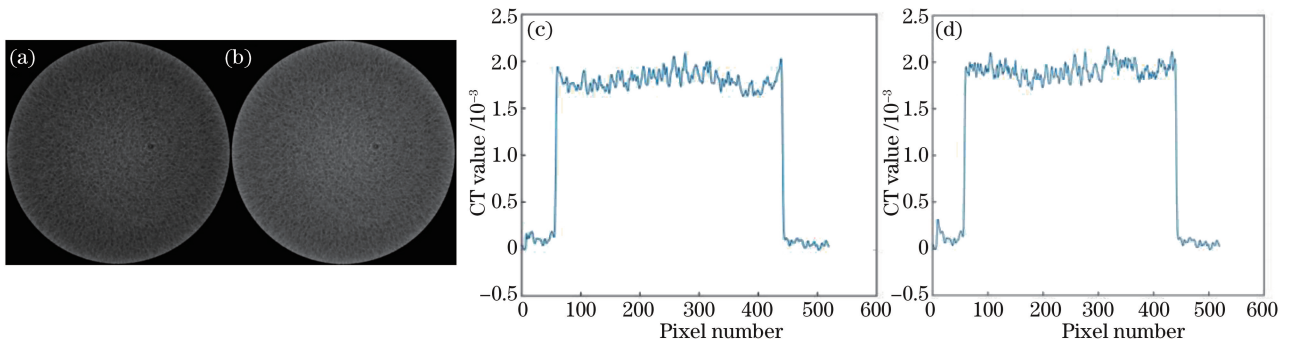


图 8 校正效果对比图。(a) BSA 方法校正结果; (b)文中方法校正结果; (c) BSA 方法中心位置 CT 值; (d)文中方法中心位置 CT 值

Fig. 8 Contrast diagrams of correction effect. (a) Correction with BSA; (b) correction with proposed method; (c) CT value in center location with BSA; (d) CT value in center location with proposed method

3.3.2 铝制工业器件

为了更好地验证本算法的适用性和校正效果,

在由射线源 (comet-450) 和平板探测器 (PE 1621AN)构成的 450 keV 系统中使用 410 keV 对铝

制的工业器件进行实验验证。光源到物体表面的距离为 2199 mm,光源到探测器距离为 2421 mm,探测器大小为 2136 pixel \times 2072 pixel,探测器分辨率为 0.2 μm 。物体重建后的某几层结果与相应的校正结果如图 9 所示。

从图 9 结果可以很明显地看出校正前的物体重建图像内部与边缘相比,内部更暗,与边缘不一致,同时还存在明显的阴影,如图 9(a)所示散射伪影对图像质量有明显的破坏。与校正前图像相比,利用本方法校正后的物体重建图像对比度更高,物体内

部与边缘更加均一,而且边缘更加清晰,如图 9(b)所示,许多阴影与校正前相比已经被削弱很多或者基本消失。图 9(c)和图 9(d)是该物体另一层的结果,内侧边缘更加清晰。图 9(e)和图 9(f)是本层结果的局部放大图像,可以明显地看出阴影已经基本被校正。图 9(g)为图 9(c)图 9(d)中红线位置的一维 CT 值。从两个剖面可以更加清楚直观地发现校正后物体内部与边缘更加均匀,杯状伪影有很大的降低。图中红色矩形区域表示选取的计算 CNR 的区域,具体数据见表 2。

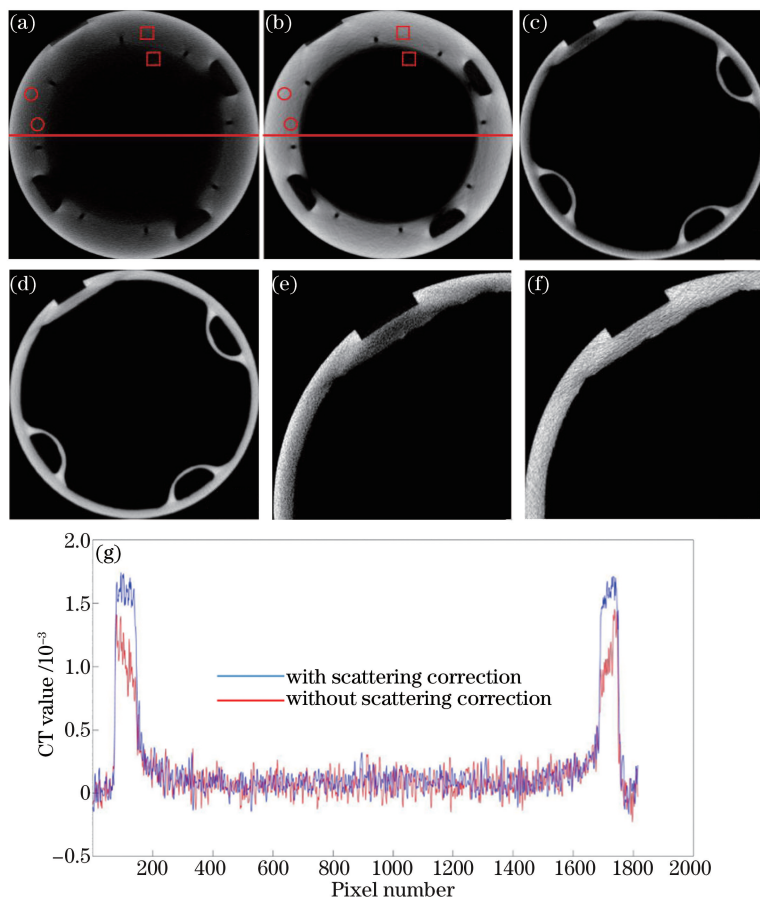


图 9 工业部件重建结果比较图。(a)未校正结果;(b)校正后结果;(c)另一层未校正结果;(d)另一层校正后结果;
(e)图 9(c)中局部放大结果;(f)图 9(d)中局部放大结果;(g)图 9(a)和图 9(b)中红线位置 CT 值

Fig. 9 Reconstructions of industrial components. (a) Result without scattering correction; (b) result with scattering correction; (c) another layer of image results without correction; (d) another layer of image results with correction; (e) and (f) local magnified images of Fig. 9(c) and Fig. 9(d), respectively; (g) profiles of CT values on the red line in Fig. 9(a) and Fig. 9(b)

表 2 铝制工业器件的定量分析

Table 2 Quantitative analysis of the industrial component

| Correction | CNR | Contrast | σ | $T_{\text{cup}}/\%$ |
|-------------------------------|--------|----------|----------|---------------------|
| Without scattering correction | 7.3551 | 3.3065 | 95.5630 | 18.5762 |
| With scattering correction | 9.3989 | 5.0955 | 119.5141 | 8.6453 |

从表 2 中量化数据可知本算法对于重建图像的 CNR 和对比度均有明显地提升,杯状伪影量级由 18.5762 下降为 8.6453。由于本文是扣除型散射校正方法,校正后噪声会有一定增加,如表中 σ 所示。校正后需要进一步使用滤波器进行优化改进。

4 结 论

K-N 公式描述的是实际散射过程中单个光子发生散射时其康普顿散射微分截面偏转角 θ 在不同能量下的概率分布。本方法在物体内部设置散射点,通过 K-N 公式计算出散射点散射到探测器每个探元的概率,求出该散射点对整个探测器产生的散射分布概率。叠加所有散射点产生的散射概率分布,通过引入调节系数 T 计算出探测器上的散射分布,从原始投影文件中减去估计的散射分布,完成散射校正。本方法相比于卷积法不需要每次校正之前进行模拟体模的仿真扫描。同时与蒙卡模拟方法相比,只需要计算自己设定的少量散射点,节省了大量的计算资源,提高了校正效率。铝柱和工业器件的实际实验表明,在增加可以接受的光子计数误差范围内,本算法能够有效地抑制散射造成的杯状伪影、阴影等问题,同时提高重建后物体图像的对比度和对比度噪声。

目前本算法只是针对同材质物体进行了散射校正实验。由于散射发生的概率只和物体的电子密度有关,所以下一步针对多材质物体,通过引入不同的权重系数针对不同的材质设置权重不同的散射点,实现对多材质物质的散射校正。

参 考 文 献

- [1] Chen S Y, Li L, Yan B, *et al.* Ring artifacts correction method based on dynamic current for cone beam CT [J]. *Acta Optica Sinica*, 2016, 36(6): 0634001.
陈思宇, 李磊, 闫镛, 等. 基于动态电流的锥束 CT 环状伪影校正方法 [J]. *光学学报*, 2016, 36(6): 0634001.
- [2] Li L, Han Y, Xi X Q, *et al.* Single-slice-rebinning reconstruction algorithm with one-sided two helical scans for X-ray CT system [J]. *Acta Optica Sinica*, 2016, 36(9): 0934001.
李磊, 韩玉, 席晓琦, 等. X 射线 CT 转台单侧两次螺旋扫描单层重排重建算法 [J]. *光学学报*, 2016, 36(9): 0934001.
- [3] Rührnschopf E P, Klingenberg K. A general framework and review of scatter correction methods in cone beam CT. Part 2: Scatter estimation approaches [J]. *Medical Physics*, 2011, 38(9): 5186-5199.
- [4] Floyd C E, Chotas H G, Ravin C E. Scatter-reduction characteristics of an infinity-focused gridded radiographic cassette [J]. *Investigative Radiology*, 1994, 29(9): 852-855.
- [5] Ning R L, Tang X Y, David C. X-ray scatter correction algorithm for cone beam CT imaging [J]. *Medical Physics*, 2004, 31(5): 1195-1202.
- [6] Dong X, Petrongolo M, Niu T Y, *et al.* Low-dose and scatter-free cone-beam CT imaging using a stationary beam blocker in a single scan: phantom studies [J]. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2013, 2013: 637614.
- [7] Lee T, Lee C, Baek J, *et al.* Moving beam-blocker-based low-dose cone-beam CT [J]. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 2016, 63(5): 2540-2549.
- [8] Zhu L, Wang J, Xing L. Noise suppression in scatter correction for cone-beam CT [J]. *Medical Physics*, 2009, 36(3): 741-752.
- [9] Zhu L, Xie Y Q, Wang J, *et al.* Scatter correction for cone-beam CT in radiation therapy [J]. *Medical Physics*, 2009, 36(6): 2258-2268.
- [10] Schorner K, Goldammer M, Stierstorfer K, *et al.* Scatter correction method by temporal primary modulation in X-ray CT [J]. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 2012, 59(6): 3278-3285.
- [11] Sun M, Star-Lack J M. Improved scatter correction using adaptive scatter kernel superposition [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2010, 55(22): 6695-6720.
- [12] Aootaphao S, Thongvigitmanee S S, Rajruangrabin J, *et al.* Experiment-based scatter correction for cone-beam computed tomography using the statistical method [C] // Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), July 3-7, 2013, Osaka, Japan. New York: IEEE, 2013: 5087-5090.
- [13] Bhatia N, Tisseur D, Buyens F, *et al.* Scattering correction using continuously thickness-adapted kernels [J]. *NDT & E International*, 2016, 78: 52-60.
- [14] Zbijewski W, Beekman F J. Efficient Monte Carlo based scatter artifact reduction in cone-beam micro-CT [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2006, 25(7): 817-827.
- [15] Poludniowski G, Evans P M, Hansen V N, *et al.* An efficient Monte Carlo-based algorithm for scatter correction in keV cone-beam CT [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2009, 54(12): 3847-3864.

-
- [16] Montanari D, Scolari E, Silvestri C, *et al.* Comprehensive evaluations of cone-beam CT dose in image-guided radiation therapy via GPU-based Monte Carlo simulations[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2014, 59(5): 1239-1253.
- [17] Xu Y, Bai T, Yan H, *et al.* A practical cone-beam CT scatter correction method with optimized Monte Carlo simulations for image-guided radiation therapy [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2015, 60(9): 3567-3587.
- [18] Klein O, Nishina Y. Über die Streuung von Strahlung durch freie Elektronen nach der neuen relativistischen Quantendynamik von Dirac[J]. *Zeitschrift für Physik*, 1929, 52(11/12): 853-868.